

УДК 531/534:[57+61]

## ОПРЕДЕЛЕНИЕ БИОМЕХАНИЧЕСКОЕ СОСТОЯНИЯ СУСТАВА ПРИ РОТАЦИОННОЙ ОСТЕОТОМИИ ПРОКСИМАЛЬНОГО УЧАСТКА БЕДРЕННОЙ КОСТИ

*О.А. Саченков, Р.Ф. Хасанов, И.В. Яшина, С.В. Егоров,  
П.С. Андреев, Ю.Г. Коноплев*

### Аннотация

В работе представлены результаты исследования поведения мышц при остеотомии проксимального участка бедренной кости, оценены удлинения и усилия, возникающие в суставе. По результатам расчетов для различных анатомических параметров дается оценка биомеханическому состоянию сустава при разных тактиках оперирования.

**Ключевые слова:** биомеханика, тазобедренный сустав, остеотомия, моделирование мышц, математическое моделирование.

---

### 1. Введение

Болезнь Легга-Кальве-Пертеса - тяжелое и длительное заболевание бедренной кости тазобедренного сустава детского возраста, связанное с нарушением кровоснабжения головки бедренной кости и нарушением питания её суставного хряща с последующим некрозом, относится к группе болезней объединяемых под названием остеохондропатии. Практика показывает, что принятые в отечественных клиниках методы установления функционально-клинического и ортопедического диагноза при болезни Пертеса и юношеском эпифизеолизе головки бедренной кости, планирования лечебной программы, обоснования хирургической тактики и оценки эффективности всего комплекса реабилитации пациента во многом субъективны. Было решено провести исследование предложенного хирургического метода лечения. Метод лечения заключается в остеотомии вдоль нижнего контура шейки бедренной кости, тем самым разделяя кость на два объекта и поворотом проксимального участка до определенного угла.

### 2. Экспериментальные исследования

Была построена модель тазобедренного сустава с проксимальным участком бедренной кости, с учетом влияния следующих мышц: *gluteus medius*, *gluteus minimus*, *obturator internus*, *piriformis*, *quadrator femoris*. Для оценки биомеханики сначала была построена жесткая модель. При моделировании остеотомии считалось, что проксимальный участок соединен с бедренной костью неподвижной вращательной парой. Моделирование проводилось для различных анатомических параметров: шеечно-диафизарный угол (ШДУ) варьировался от  $115^\circ$  до  $125^\circ$ , угол анте-торсии (АЦ) - от  $20^\circ$  до  $30^\circ$ ; поворот производился в обоих направлениях около оси вращения, при этом производилась оценка удлинения мышц и возникающие усилия в них, оценивалась общий вектор равнодействующей на тазобедренный сустав [1–4].

Численная реализация основывается на итерационном алгоритме квази-Ньютона-Рафсона, для решения системы конечно-разностных уравнений и нахождения значений переменных состояния. Этот алгоритм гарантирует, что состояния системы удовлетворяют уравнениям движения и ограничениям. Итерационный метод Ньютона-Рафсона требует, чтобы матрица частных производных пересчитывалась с учётом уже полученных переменных решения (на предыдущих шагах). Эта матрица, известная как якобиан, используется на каждой итерации для вычисления поправок к состояниям:

$$\left[ \frac{\partial F}{\partial y} \Big|_{y^k, \dot{y}^k} + \frac{1}{h\beta_0} \frac{\partial F}{\partial \dot{y}} \Big|_{y^k, \dot{y}^k} \right] \Delta y = -F(y^k, \dot{y}^k, t),$$

где  $\beta_0$  - функция от порядка интегрирования, матрица в левой части есть якобиан  $F$ ,  $\Delta y$  - поправки,  $F$  - остаток от предыдущего шага.

Будем считать положительным вращением - остеотомию, направленную в перед и отрицательную - направленную назад. На рис. 1 представлены результаты удлинения мышц для положительного и отрицательного вращения.

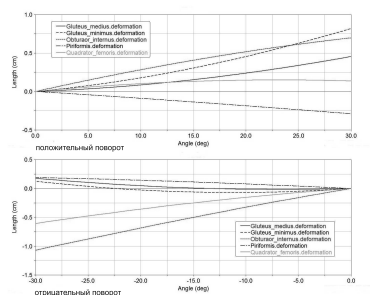


Рис. 1. Удлинения мышц. ШДУ = 115, АЦ = 20

Приведенные удлинения стоит оценивать качественно, так как на практике жесткости мышц различаются. При вращении вперед наблюдается стабильность поведения мышц, так Gluteus medius, Gluteus minimus, Obturator internus удлиняются, а Piriformis и Qudrator femoris - сжимаются вне зависимости от анатомических параметров; при вращении назад Gluteus medius, Gluteus minimus, Obturator internus также удлиняются, Piriformis сжимается, а Qudrator femoris то сжимается, то растягивается в зависимости от ацетабулярного угла. Различие вида работы мышц (растяжение/сжатие) меняется в зависимости от угла поворота, так при положительном повороте Gluteus medius, Gluteus minimus сжимаются до  $15^\circ$  и  $25^\circ$  соответственно. Анализируя, полученные результаты можно заключить, что при положительном повороте проксимального участка бедренной кости поведение мышц устойчивей к изменению анатомических параметров, в то время как при отрицательном повороте ряд мышц в зависимости от угла антеторсии меняют своё поведение. Оценка устойчивости поведения мышц по отношению к местам их крепления выявила почти линейную зависимость. Оценка напряженно-деформируемого состояния костей таза показала, что при повороте до  $10^\circ$  напряжения не сильно зависят от анатомических параметров и направления вращения.

Была построена конечно-элементная модель сустава для оценки характера и степени стягивания костей таза, напряженно-деформированное состояние сустава, а также оценки влияния мышц на постоперационное состояние сустава [3, 5–9]. При этом мышц моделировались сложной вязко-упругой моделью [1, 2, 4, 10–11].

На рис. 2 представлены результаты расчета положительных усилий мышц при положительном (рис. 2) и отрицательном (рис. 3) вращении.

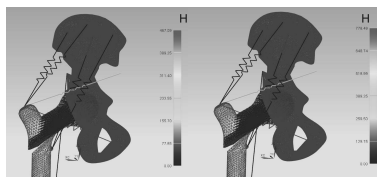


Рис. 2. Удлинения мышц при положительном повороте на 10 и 15 град

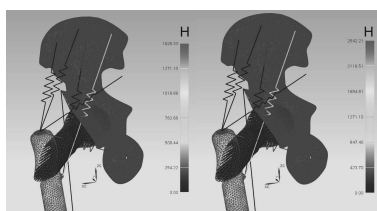


Рис. 3. Удлинения мышц при отрицательном повороте на 10 и 15 град

Стоит отметить, что максимальные растягивающие усилия при положительном повороте меньше в 3 раза. По результатам расчетов для различных значений параметров и разных скоростей поворота были выделены рекомендации для проведения остеотомии на практике.

### 3. Заключение

В настоящей работе приведены результаты расчетов удлинения мышц при остеотомии, оценены усилия и напряженно-деформированное состояние сустава при различных тактиках остеотомии. Проведен анализ полученных результатов, сформулированы рекомендации к проведению операции.

Работа выполнена за счет средств субсидии, выделенной Казанскому федеральному университету для выполнения государственного задания в сфере научной деятельности. Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ в рамках научных проектов №13-01-97059, №13-01-97058, № 12-01-00955, № 12-01-97026, № 12-01-31212, № 14-01-31291.

### Summary

*O.A. Sachenkov, R.F. Khasanov, I.V. Yashina, S.V. Yegorov, P.S. Andreyev, YU.G. Konoplev* Determination of the biomechanical condition of the joint with a rotational osteotomy of the proximal femur. The results of studies of the behavior of muscles during osteotomy of the proximal portion of the femur, estimated elongation and force arising in the joint. According to the results for the various anatomical rachetov assesses biomechanical parameters of the joint operating at different tactics.

**Key words:** biomechanics, hip, ostetomiya, muscle modeling, mathematical modeling.

## Литература

1. Черноус Д.А., Шилько С.В. Актуаторная функция мышцы: модель генерации силы при изометрическом возбуждении // Российский журнал биомеханики, 2008, том 12, № 1: 13-21
2. Натали А.Н., Карниель Э.Л., Вентурато Ч., Паван П.Д. Исследование механического поведения трабекулярной костной ткани с учётом вязкоупругопластического отклика // Российский журнал биомеханики, 2009, том 13, № 3 (45): 20-31
3. Акулич Ю.В., Подгаец Р.М., Скрябин В.Л., Сотин А.В. Исследование напряженно-деформированного состояния эндопротезированного тазобедренного сустава // Российский журнал биомеханики - 2007. - Т. 11, №4 - С. 9-35.
4. Шилько С.В., Черноус Д.А., Бондаренко К.К. Метод определения in vivo вязкоупругих характеристик скелетных мышц // Российский журнал биомеханики, 2007, том 11, № 1: 45-54
5. Закиров Р.Х., Зарипов Р.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Диагностика асептического некроза головки бедренной кости с использованием спиральной компьютерной и магнитно-резонансной томографии и применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава // Практическая медицина - Казань., 2012. - С. 63-68.
6. Каюмов Р.А., Шакирзянов Р.А., Шакирзянов Ф.Р., Богачев М.И. Адаптация методов строительной механики к моделированию поведения челюсти с имплантатом // Известия Казанского государственного архитектурно-строительного университета Казань, 2013. - № 2(24). - С. 340-347.
7. Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Применение математического моделирования при планировании операции по эндопротезированию тазобедренного сустава // Ученые записки казанского университета. серия: физико-математические науки - Казань., 2011. - С. 76-83.
8. Зайцева Т.А., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование вывиха имплантат в тазобедренном суставе. Вестник КГТУ им. А.Н.Туполева. №1 2013 г.С. 99-104.
9. O.A. Sachenkov, R.F. Hasanov, P.S. Andreev, Y.G. Konoplev Modeling of the proximal femur flexion osteotomy. Abstracts of International conference of the polish society of biomechanics - Biomechanics 2014. Lodz, September 1-3, 2014. ARSA. - P.193-194.
10. Закиров Р.Х., Коноплев Ю.Г., Митряйкин В.И., Саченков О.А. Математическое моделирование биомеханики сустава. Научно-технический вестник Поволжья. №1 2012 г. - Казань: Научно-технический вестник Поволжья, 2012. С.31-37.

---

Сведения о каждом из авторов статьи

**Саченков Оскар Александрович** – к.ф.-м.н., ассистент, ИММ, КФУ;

**Хасанов Руслан Фаритович** – врач травматолог-ортопед, ГАУЗ "Республиканская клиническая больница"МЗ РТ;

**Яшина Ирина Владимировна** – врач травматолог-ортопед, ГАУЗ "Республиканская клиническая больница"МЗ РТ;

**Егоров Сергей Викторович** – доцент, каф. Машиноведения и инженерной графики, КНИТУ-КАИ;

**Андреев Петр Степанович** – к.м.н., доцент, руководитель отделения , ГАУЗ "Республиканская клиническая больница"МЗ РТ;

**Коноплев Юрий Геннадьевич** – д.ф.-м.н., профессор, ИММ, КФУ;

E-mail: 4works@bk.ru